

Method and non-invasive device for focusing acoustic waves

No. Publication

(Sec.): ☐ US2004054282

Date de publication : 2004-03-18

Inventeur : AUBRY JEAN-FRANCOIS [FR]; FINK MATHIAS A [FR]; TANTER MICKAEL [FR]; THOMAS JEAN-LOUIS [FR]

Déposant :

Numéro original : ☐ FR2815717

No. d'enregistrement : US20030399634 20030904

No. de priorité : FR20000013501 20001020; WO2001FR03208 20011017

Classification IPC : A61B8/00

Classification EC : A61B8/15

Brevets

correspondants : AU1240902, EP1326536, JP2004511291T, ☐ WO0232316

Abrégé

The invention concerns a method for focusing acoustic waves useful for obtaining an image of a field to be observed in a dissipative heterogeneous medium (2, 3) around which acoustic transducers (T1-Tn, T'1-T'm) forming an imaging network and a target network. The method consists in following a training step during which pulse responses from the medium are measured between each transducer (Ti) of the imaging network (5) and several transducers (Tj) of the target network (6); deducing therefrom reference signals to be emitted by the transducers of the imaging network to produce a focused acoustic pulse in each transducer of the target network, then cumulatively, in determining reference signals to be emitted to focus an acoustic pulse on predetermined points in the medium. Said reference signals are stored and used subsequently to generate an acoustic image of the medium.

Données fournies par la base d'esp@cenet - I2

THIS PAGE BLANK (USPTO)

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :

2 815 717

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national :

00 13501

⑤1 Int Cl⁷ : G 01 N 29/22, G 06 T 1/00, A 61 B 8/00, G 01 S 15/89

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 20.10.00.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 26.04.02 Bulletin 02/17.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : CENTRE NATIONAL DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE CNRS Etablissement
public à caractère scientifique et technologique — FR.

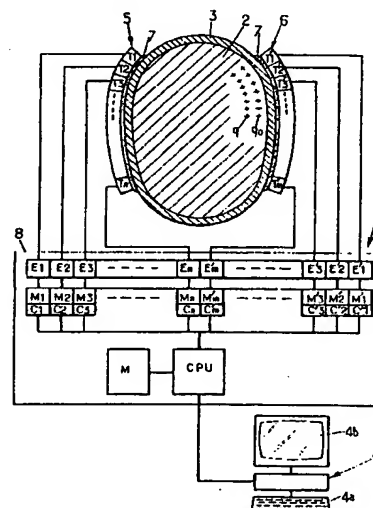
⑦2 Inventeur(s) : AUBRY JEAN FRANCOIS, FINK
ALEXANDRE MATHIAS, TANTER MICHAEL et THO-
MAS JEAN LOUIS.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : CABINET PLASSERAUD.

⑤4 PROCÉDE ET DISPOSITIF NON INVASIF DE FOCALISATION D'ONDES ACOUSTIQUES.

⑤7 Procédé de focalisation d'ondes acoustiques utilisable pour obtenir une image d'un champ à observer dans un milieu hétérogène dissipatif (2, 3) autour duquel on fixe des transducteurs acoustiques (T1-Tn, T'1-T'm) formant un réseau d'imagerie et un réseau cible. On suit une étape d'apprentissage au cours de laquelle on mesure des réponses impulsionnelles du milieu entre chaque transducteur (Ti) du réseau d'imagerie (5) et plusieurs transducteurs (Tj) du réseau cible (6). On en déduit des signaux de référence à émettre par les transducteurs du réseau d'imagerie pour produire une impulsion acoustique focalisée en chaque transducteur du réseau cible, puis de proche en proche, on détermine des signaux de référence à émettre pour focaliser une impulsion acoustique sur des points prédéterminés dans le milieu. Ces signaux de référence sont mémorisés et utilisés ensuite pour générer une image acoustique du milieu.



FR 2 815 717 - A1



Procédé et dispositif non invasif de focalisation d'ondes
acoustiques.

La présente invention est relative aux procédés et
5 dispositifs non invasifs de focalisation d'ondes
acoustiques, notamment ultrasonores.

Plus particulièrement, l'invention concerne un
procédé non invasif de focalisation d'ondes acoustiques
dans un milieu hétérogène dissipatif comprenant un milieu
10 sensiblement homogène (par exemple, le cerveau) entouré au
moins partiellement par une couche aberratrice dissipative
(par exemple, le crâne) qui génère des aberrations dans la
propagation des ondes acoustiques, les ondes acoustiques
étant émises depuis l'extérieur de la couche aberratrice et
15 focalisées dans le milieu sensiblement homogène.

Les procédés de ce type qui sont couramment
utilisés ne permettent pas d'obtenir une bonne focalisation
des ondes acoustiques à l'intérieur du milieu, et lorsque
ces procédés sont utilisés dans des applications
20 d'imagerie, ils ne permettent donc pas d'obtenir une bonne
résolution et un bon contraste d'image lorsque les
aberrations de propagation sont importantes, par exemple
lorsqu'on réalise une échographie du cerveau depuis
l'extérieur du crâne.

25 La présente invention a notamment pour but de
pallier cet inconvénient.

A cet effet, selon l'invention, un procédé de
focalisation du genre en question est caractérisé en ce
qu'il comporte les étapes suivantes :

30 (a) une étape initiale de positionnement au cours
de laquelle on fixe un nombre t supérieur à 2 de
transducteurs acoustiques dans des positions prédéterminées
à l'extérieur de la couche aberratrice, ces transducteurs
étant en contact (direct ou indirect) avec ladite couche
35 aberratrice et formant au moins :

- un réseau d'imagerie qui regroupe un nombre n compris entre 1 et t desdits transducteurs,
- et un réseau cible qui regroupe un nombre m compris entre 1 et t desdits transducteurs (ces deux réseaux peuvent être entièrement distincts, ou comporter certains transducteurs communs, ou encore comporter chacun la totalité des transducteurs susmentionnés),

(b) une étape d'apprentissage comprenant elle-même les sous étapes suivantes :

- (b1) une sous-étape d'apprentissage de la focalisation du réseau d'imagerie sur le réseau cible, sous-étape au cours de laquelle :
 - (b11) on détermine des réponses impulsionnelles $h_{ri}(t)$ du milieu hétérogène dissipatif, respectivement entre chaque transducteur i du réseau d'imagerie et plusieurs points de focalisation r situés sur la couche aberratrice en correspondance respective avec des transducteurs du réseau cible (cette détermination peut être faite par mesure directe si l'on fait émettre des impulsions acoustiques par les transducteurs du réseau cible, ou le cas échéant par mesure et calcul si l'on fait émettre des signaux acoustiques autres que des impulsions par les transducteurs du réseau cible, les valeurs ainsi mesurées et/ou calculées pouvant ensuite être le cas échéant corrigées par repropagation numérique pour simuler des transducteurs situés directement au contact de la couche aberratrice si les transducteurs ne sont pas au contact direct de la couche aberratrice), ces réponses impulsionnelles étant mémorisées sous forme numérique avec un certain échantillonnage temporel qui détermine un nombre p de composantes fréquentielles de la réponse impulsionnelle, de fréquences respectives ω_k , i étant un indice compris entre 1 et n qui désigne un transducteur du réseau d'imagerie, r étant un indice compris entre 1 et m qui désigne un point de focalisation correspondant à un

transducteur du réseau cible et k étant un indice compris entre 1 et p qui désigne une composante fréquentielle,

(b12) à partir de ces réponses impulsionnelles, on calcule, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, un ensemble de n signaux de référence temporels $e'i(t,r)$, i variant entre 1 et n , tels que, si la paroi aberratrice était enlevée au voisinage du point de focalisation r , l'émission de ces signaux de référence par les différents transducteurs i du réseau d'imagerie génèrerait un signal prédéterminé (par exemple une impulsion acoustique) focalisé sur le point de focalisation r ,

(b2) une sous-étape de focalisation en un nombre R de points de focalisation prédéterminés situés dans le milieu sensiblement homogène, d'indices q compris entre $m+1$ et $m+R$, cette sous-étape consistant à déterminer pour chacun de ces points de focalisation q , en s'éloignant pas à pas des points de focalisation 1 à m correspondant aux transducteurs du réseau cible, des signaux de référence $e'i(t,q)$ à faire émettre par les différents transducteurs i du réseau d'imagerie pour générer une impulsion focalisée sur ledit point de focalisation q , les signaux de référence $e'i(t,q)$ étant déterminés pour chaque point de focalisation q en procédant comme suit :

(b21) une première estimation de $e'i(t,q)$, pour i allant de 1 à n , est calculée à partir d'au moins un signal de référence $e'i(t,q_0)$, q_0 étant l'indice d'au moins un point de focalisation proche du point de focalisation q pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé, ce calcul étant fait en utilisant une célérité moyenne des ondes acoustiques dans le milieu sensiblement homogène,

(b22) on fait émettre par les transducteurs du réseau d'imagerie, par itérations, les estimations précédemment obtenues des signaux de référence $e'i(t,q)$,

puis on capte avec les mêmes transducteurs des signaux $s_i(t,q)$ rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif, puis on modifie pour l'itération suivante ces signaux de référence $e'_i(t,q)$ de la manière suivante :

$$e'_i(t) \rightarrow \alpha_i(q) \cdot e'_i(t - \tau_i(q))$$

où les valeurs $\alpha_i(q)$ et $\tau_i(q)$ sont un facteur d'amplitude et un retard correctifs, calculés pour maximiser un critère de cohérence C entre lesdits signaux rétrodiffusés, lesdites itérations étant arrêtées lorsque le critère C atteint un seuil prédéterminé,

(b3) on mémorise les signaux de référence $e'_i(t,q)$, au moins pour q compris entre $m+1$ et $m+R$,

(c) et une étape de focalisation au cours de laquelle, pour au moins un desdits points de focalisation q , on fait émettre respectivement par les transducteurs du réseau d'imagerie, lesdits signaux de référence $e'_i(t,q)$, i étant un indice compris entre 1 et n désignant un transducteur du réseau d'imagerie.

Grâce à ces dispositions, on s'affranchit des aberrations de propagation des ondes acoustiques dans le milieu hétérogène dissipatif, et on obtient une focalisation très précise qui peut notamment permettre d'obtenir une image échographique fidèle et précise d'un champ à observer à travers la couche aberratrice par rétrodiffusion, lorsqu'on émet successivement des ondes acoustiques focalisées sur différents points du champ à observer et que l'on capte les ondes acoustiques rétrodiffusées.

Cette focalisation précise peut également être utilisée dans d'autres applications que l'échographie, notamment :

- l'imagerie doppler couleur,
 - les méthodes d'imagerie par élastographie,
- telles que celle décrite dans le document WO-A-00/55 616,
- les méthodes d'imagerie non linéaire ("harmonic

imaging")),

- les méthodes de traitement par destruction localisée d'une partie du milieu hétérogène dissipatif, notamment par hyperthermie,

5 - les méthodes de mesure de paramètres d'absorption optique des tissus avec activation par ultrasons, etc.

Dans des modes de réalisation préférés de l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre
10 à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- au cours de la sous-étape (b11), lorsqu'au moins certains transducteurs (du réseau cible et/ou du réseau d'imagerie) sont en contact avec un milieu homogène intermédiaire (par exemple un gel) lui-même en contact avec
15 la couche aberratrice, on corrige les réponses impulsionnelles $h_{ri}(t)$ par repropagation numérique pour simuler des transducteurs situés directement au contact de la couche aberratrice ;

- la sous-étape (b12) comporte elle-même les sous-
20 étapes suivantes :

(b121) on détermine p matrices de transfert $H(\omega_k) = [H_{ri}(\omega_k)]$, i allant de 1 à n et r allant de 1 à m , où $H_{ri}(\omega_k)$ est la valeur, à la fréquence ω_k , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle $h_{ri}(t)$,

25 (b122) on détermine pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, n composantes $E_i(\omega_k, r)$, i variant entre 1 et n , telles que $F(\omega_k, r) = H(\omega_k) \cdot E(\omega_k, r)$, où $E(\omega_k, r) = [E_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes, $F(\omega_k, r)$ est un vecteur à m
30 composantes $F_l(\omega_k, r)$, l variant entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence ω_k sur le point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b123) on en déduit, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de n signaux temporels $e(t,r)=[e_i(t,r)]$,

i variant entre 1 et n , où $e_i(t,r)=\sum_{k=1}^p E_i(\omega_k,r).e^{j\omega_k t}$ en notation

5 complexe, ces signaux $e_i(t,r)$ étant adaptés pour que l'émission de ces derniers respectivement par les différents transducteurs i du réseau d'imagerie génère une impulsion acoustique focalisée sur le point de focalisation r du réseau cible,

10 (b124) une sous-étape de correction des aberrations générées par la couche aberratrice entre le milieu sensiblement homogène et chaque transducteur cible r , ces aberrations étant estimées sur la base des mesures précédemment effectuées, les aberrations ainsi estimées
15 étant utilisées pour calculer lesdits signaux temporels de référence $e'_i(t,r)$;

- au cours de la sous-étape (b122) on calcule p matrices $H^{-1}(\omega_k)$, respectivement par régularisation et inversion des matrices de transfert $H(\omega_k)$, et pour chaque
20 transducteur r du réseau cible, on calcule le vecteur $E(\omega_k,r)$ par la formule :

$$E(\omega_k,r)=H^{-1}(\omega_k).F(\omega_k,j) ;$$

- au cours de l'étape (b122), les composantes $F_l(\omega_k,r)$ du vecteur $F(\omega_k,r)$ correspondant à la répartition
25 spatiale du champ désiré à la fréquence ω_k , sont égales à 0 pour $l \neq r$ et égale à 1 pour $l=r$;

- au cours de la sous-étape (b124), on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau
30 cible, à un filtre à réponse impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence ω_k par une amplitude $G_r(\omega_k)$ et une phase $\phi_r(\omega_k)$, la sous-étape (b124) comportant elle-même les sous-étapes suivantes :

(b1241) on calcule, pour chaque fréquence ω_k , l'amplitude $G_r(\omega_k)$ et la phase $\phi_r(\omega_k)$, à partir soit des signaux $e_i(t, r)$, soit des vecteurs $E(\omega_k, r)$,

(b1242) on calcule p matrices de transfert corrigées $H'(\omega_k) = [H'_{ji}(\omega_k)]$, où

$$H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)},$$

(b1243) on détermine pour chaque transducteur r du réseau cible, n composantes $E'_i(\omega_k, r)$, i variant entre 1 et n , telles que $F(\omega_k, r) = H'(\omega_k) \cdot E'(\omega_k, r)$, où $E'(\omega_k, r) = [E_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes, $F(\omega_k, r)$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$, l variant entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence ω_k sur le point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b1244) on en déduit, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de n signaux temporels de référence $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$, i variant entre 1 et n , où

$$e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E_i(\omega_k, r) e^{j\omega_k t} \text{ en notation complexe ;}$$

- au cours de la sous-étape (b1241), on calcule l'amplitude $G_r(\omega_k)$ et la phase $\phi_r(\omega_k)$ comme suit :

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r_0) \cdot E_i^*(\omega_k, r_0)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r) \cdot E_i^*(\omega_k, r)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\arg(E_i(\omega_k, r_0)) - \arg(E_i(\omega_k, r) e^{-j\Delta\tau(r_0, r, i)\omega_k}) \right)$$

où :

- . E_i^* est la valeur complexe conjuguée de E_i ,
- . et $\Delta\tau(r_0, r, i) = (d(r_0, i) - d(r, i)) / c$, $d(r, i)$ étant la

distance entre le transducteur i et le point de focalisation r , et $d(r_0, i)$ étant la distance entre le transducteur i et un point de focalisation particulier r_0 ;

- la sous-étape (b12) comporte elle-même les sous-étapes suivantes :

(b121) on détermine p matrices de transfert $H(\omega_k) = [H_{ri}(\omega_k)]$, i allant de 1 à n et r allant de 1 à m , où $H_{ri}(\omega_k)$ est la valeur, à la fréquence ω_k , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle $h_{ri}(t)$,

(b122') on corrige les matrices de transfert $H(\omega_k)$ pour s'affranchir des aberrations générées par la paroi aberratrice au voisinage de chaque point de focalisation r , cette correction étant effectuée à partir des réponses impulsionnelles $h_{ri}(t)$ précédemment déterminées, et on obtient ainsi des matrices de transfert corrigées $H'(\omega_k)$,

(b123') on détermine pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, n composantes $E'_i(\omega_k, r)$, i variant entre 1 et n , telles que $F(\omega_k, r) = H'(\omega_k) \cdot E'(\omega_k, r)$, où $E'(\omega_k, r) = [E'_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes, $F(\omega_k, r)$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$, l variant entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence ω_k sur le point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b124') on en déduit, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de n signaux temporels $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$, i variant entre 1 et n , où

$$e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E_i(\omega_k, r) \cdot e^{j\omega_k t} \quad \text{en notation complexe, les signaux}$$

$e'_i(t, r)$ étant lesdits signaux de référence ;

- au cours de la sous-étape (b123') on calcule p

matrices $H'^{-1}(\omega_k)$, respectivement par régularisation et inversion des matrices de transfert $H'(\omega_k)$, et pour chaque transducteur r du réseau cible, on calcule le vecteur $E'(\omega_k, r)$ par la formule :

$$5 \quad E'(\omega_k, r) = H'^{-1}(\omega_k) \cdot F(\omega_k, j) ;$$

- au cours de l'étape (b123'), les composantes $F_l(\omega_k, r)$ du vecteur $F(\omega_k, r)$ correspondant à la répartition spatiale du champ désiré à la fréquence ω_k , sont égales à 0 pour $l \neq r$ et égale à 1 pour $l = r$;

10 - au cours de la sous-étape (b122'), on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, à un filtre à réponse impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence ω_k par une amplitude $G_r(\omega_k)$ et une phase $\phi_r(\omega_k)$, la sous-étape (b122') comportant elle-même les sous-étapes suivantes :

(b122'1) on calcule, pour chaque fréquence ω_k , l'amplitude $G_r(\omega_k)$ et la phase $\phi_r(\omega_k)$, à partir des réponses impulsionnelles précédemment déterminées,

20 (b122'2) on calcule p matrices de transfert corrigées $H'(\omega_k) = [H'_{ji}(\omega_k)]$, où

$$H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)} ;$$

- au cours de la sous-étape (b122'1) on calcule, pour chaque fréquence ω_k , l'amplitude $G_r(\omega_k)$ et la phase $\phi_r(\omega_k)$, de la manière suivante :

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{ri}(\omega_k) \cdot H_{ri}^*(\omega_k)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{ro,i}(\omega_k) \cdot H_{ro,i}^*(\omega_k)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\arg(H_{ri}(\omega_k) e^{j\Delta\pi(i,r,ro)\omega_k}) - \arg(H_{ro,i}(\omega_k)) \right), \text{ où :}$$

- H^*r_i désigne la valeur complexe conjuguée de Hr_i ,
 et $\Delta\tau(r_0, r, i) = (d(r_0, i) - d(r, i)) / c$, $d(r, i)$ étant la
 distance entre le transducteur i et le point de
 focalisation r , et $d(r_0, i)$ étant la distance entre le
 5 transducteur i et un point de focalisation particulier r_0 ;
 - au cours de l'étape (c), on fait suivre la sous-
 étape (c1) par les sous-étapes suivantes :
 (c2) on fait capter par lesdits transducteurs du
 réseau d'imagerie des signaux $s_i(t)$ rétrodiffusés par le
 10 milieu hétérogène dissipatif,
 (c3) on convolue le signal de référence émis par
 chaque transducteur du réseau d'imagerie avec le signal
 rétrodiffusé capté par ce transducteur,
 (c4) puis on somme les produits de convolution
 15 ainsi obtenus,
 l'étape (c) étant renouvelée pour une pluralité de points
 situés dans le milieu sensiblement homogène ;
 - au cours de la sous-étape (b21), la première
 estimation de chaque signal de référence est $e'_i(t, q) =$
 20 $e'_i(t_s + \theta_i(q), q_0)$ pour chaque point de focalisation q , q_0
 étant l'indice d'un point de focalisation proche du point q
 pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé,
 $\theta_i(q)$ étant un retard égal à une valeur $\delta_i(q) / c$, où c est
 la célérité moyenne des ondes acoustiques dans le milieu,
 25 et $\delta_i(q)$ est égal à une différence entre d'une part, une
 distance entre le transducteur i du réseau d'imagerie et le
 point de focalisation q_0 , et d'autre part, une distance
 entre le transducteur i du réseau d'imagerie et le point de
 focalisation q ,
 30 - au cours de la sous-étape (b2), lorsqu'au moins
 certains transducteurs d'indice v du réseau d'imagerie ne
 sont pas directement au contact de la couche aberratrice,
 on corrige les signaux $e'_v(t, q)$ correspondants par
 repropagation numérique pour simuler des transducteurs
 35 placés en contact direct avec la couche aberratrice ;

- au cours de la sous-étape (b22), on recherche les valeurs $\alpha_i(q)$ et $\tau_i(q)$ pour maximiser le critère de cohérence C suivant :

$$C = \frac{\left\langle \left| \sum_{i=1}^n \alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q) \right|^2 \right\rangle}{n \cdot \sum_{i=1}^n \langle |\alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q)|^2 \rangle} \quad , \text{ où :}$$

- 5 . $g_i(t, q) = s_i(t) \otimes e_i(t, q)$, \otimes représentant l'opération de convolution,
 . et $\langle \rangle$ représente une moyenne temporelle ;
 - au cours de la sous-étape (b22), les valeurs $\tau_i(q)$ sont calculées en maximisant une fonction
- 10 d'intercorrélacion, pour des transducteurs voisins du réseau d'imagerie, des signaux $g_i(t, q)$ et $g_{i+1}(t, q)$;
 - au cours de la sous-étape (b22), les valeurs $\alpha_i(q)$ sont calculées de manière à égaliser sur l'indice i l'amplitude maximale des fonctions $g_i(t, q)$;
- 15 - au cours de la sous-étape (b22), les valeurs $\alpha_i(q)$ et $\tau_i(q)$ sont calculées en réalisant une intercorrélacion, pour des transducteurs voisins du réseau d'imagerie, des signaux $g_i(t, q)$ et $g_{i+1}(t, q)$;
 - au cours de la sous-étape (b22), les valeurs
- 20 $\alpha_i(q)$ et $\tau_i(q)$ sont calculées de manière à égaliser sur l'indice i l'amplitude maximale des fonctions $g_i(t, q)$;
 - la sous-étape (b22) relative à chaque point de focalisation q est réalisée immédiatement après la sous-étape (b21) relative au même point de focalisation q ;
- 25 - le milieu hétérogène dissipatif est constitué par le cerveau entouré par le crâne ;
 - le réseau d'imagerie et le réseau cible sont deux réseaux distincts disposés de part et d'autre du milieu hétérogène dissipatif ;
- 30 - tous les transducteurs appartiennent à la fois au réseau d'imagerie et au réseau cible ;

- les ondes acoustiques sont des ondes ultrasonores.

Par ailleurs, l'invention a également pour objet un dispositif adapté pour mettre en œuvre le procédé défini
5 ci-dessus.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante d'une de ses formes de réalisation, donnée à titre d'exemple non limitatif, en regard du dessin joint.

10 Sur le dessin, la figure unique représente un dispositif d'imagerie ultrasonore selon une forme de réalisation de l'invention.

Le dispositif 1 d'imagerie ultrasonore représenté sur le dessin est adapté pour réaliser une image
15 échographique par ultrasons du cerveau 2 d'un patient (à des fréquences par exemple de l'ordre de 1 à 3 MHz), depuis l'extérieur du crâne 3, le cerveau 2 constituant un milieu sensiblement homogène pour la propagation des ondes acoustiques et le crâne 3 constituant une couche
20 aberratrice dissipative, de sorte que l'ensemble de la boîte crânienne 2,3 constitue un milieu hétérogène dissipatif.

En variante, l'invention serait applicable notamment :

25 - à l'imagerie acoustique de tout autre milieu hétérogène dissipatif non homogène comprenant un milieu sensiblement homogène entouré par une couche dissipative relativement peu épaisse générant des aberrations dans la propagation des ondes ultrasonores,

30 - ou à tout autre procédé impliquant au moins une focalisation à l'émission dans un tel milieu.

Dans l'exemple représenté sur le dessin, le dispositif d'imagerie 1 comporte un micro-ordinateur 4, ou tout autre dispositif de commande et/ou de visualisation
35 des images ultrasonores, ce micro-ordinateur comportant

classiquement un clavier 4a associé éventuellement à d'autres interfaces de commande et un écran 4b permettant de visualiser les images du cerveau 2.

Par ailleurs, le dispositif d'imagerie 1 comporte
5 deux réseaux 5, 6 de transducteurs ultrasons T1, T2... Tn et T'1, T'2... T'm formant par exemple deux barrettes linéaires de transducteurs qui sont disposées de part et d'autre du crâne 3 de l'utilisateur, dans des positions géométriques prédéterminées l'une par rapport à l'autre, chaque barrette
10 de transducteur 5, 6 étant mise en contact avec le crâne 3 par l'intermédiaire d'une couche 7 de gel ou similaire.

Les différents transducteurs T1, T2... Tn et T'1, T'2... T'm peuvent être commandés directement par le micro-ordinateur 4, ou de préférence par une unité centrale
15 électronique CPU contenue par exemple dans une baie électronique 8 et elle-même commandée par le micro-ordinateur 4.

Avantageusement, chacun des transducteurs T1, T2... Tn, T'1, T'2, T'm est relié à un échantillonneur,
20 respectivement E1, E2... En, E'1, E'2, E'm, et chaque échantillonneur est lui-même relié à une mémoire, respectivement M1, M2... Mm, M'1, M'2... M'm et à une unité centrale C1, C2, ... Cm, C'1, C'2, ... C'm. Ces mémoires et ces unités centrales sont à leur tour reliés, directement ou
25 indirectement, à l'unité centrale CPU susmentionnée, qui est par ailleurs reliée au moins à une mémoire centrale M.

Le dispositif qui vient d'être décrit fonctionne comme suit.

Initialement, les deux réseaux de transducteurs 5,
30 6 sont fixés de part et d'autre du crâne 3 du patient, dans lesdites positions prédéterminées. A cet effet, les réseaux de transducteurs 5, 6, dits respectivement réseau d'imagerie et réseau cible, peuvent être portés par un support rigide tel qu'un casque (non représenté) disposé
35 autour de la tête du patient.

Ensuite, le dispositif suit une étape d'apprentissage de quelques minutes (avantageusement 1 à 3 minutes) permettant de prendre en compte l'ensemble des aberrations de propagation dues au caractère non homogène du milieu dissipatif formé par le crâne 3 et le cerveau 2.

Au cours de cette étape d'apprentissage on fait d'abord émettre successivement par chacun des transducteurs $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_n$ du réseau d'imagerie 5, une impulsion acoustique, et pour chaque impulsion émise par l'un des transducteurs T_i du réseau d'imagerie, on enregistre le signal capté par les transducteurs $T'_1, T'_1, \dots, T'_r, \dots, T'_m$ du réseau cible 6, c'est-à-dire la réponse impulsionnelle $h_{ri}(t)$ du milieu hétérogène dissipatif entre le transducteur i considéré du réseau d'imagerie 5 et chaque transducteur j du réseau cible 6.

Chaque réponse impulsionnelle $h_{ri}(t)$ est enregistrée sous forme numérique avec un certain échantillonnage temporel qui détermine un certain nombre p de composantes fréquentielles monochromatiques de la réponse impulsionnelle, correspondant chacune à une fréquence ω_k , k étant un indice compris entre 1 et p .

Dans le cas envisagé ici, où au moins certains transducteurs du réseau cible et/ou du réseau d'imagerie ne sont pas directement au contact avec la couche aberratrice 3, on corrige les réponses impulsionnelles pour simuler des transducteurs virtuels disposés au contact de ladite couche aberratrice. La position de la couche par rapport aux transducteurs peut éventuellement être obtenue par imagerie conventionnelle (échographie ultrasonore, scanner X, IRM, etc.). Les réponses impulsionnelles corrigées sont calculées par un algorithme de repropagation numérique connu, décrit notamment dans les articles suivants :

- "Ultrasonic beam steering through inhomogeneous layers with a time reversal mirror", C.DORME, M. FINK, *IEEE Transactions Ultrasonics, Ferroelectric and Frequency*

Control, 43 (1), janvier 1996, p 167-175,

- "Focusing and steering through absorbing and aberrating layers : Application to ultrasonic propagation through the skull" *Journal of Acoustical Society of America*, **103** (5), Mai 1998, p. 2403-2410,

- et "Propagation and backpropagation for ultrasonic wavefront design" Liu, D.-L., and Waag, R. C. *IEEE Trans. on Ultras. Ferro. and Freq. Contr.* 44(1):1-13 (1997).

10 Dans ce qui suit, $h_{ri}(t)$ dénommera donc les réponses impulsives pour des éléments (réels ou virtuels) situés contre la couche aberratrice. De plus, les éléments virtuels ou réels situés contre la couche aberratrice 3 seront appelés ci-après "points de focalisation" d'indice r 15 compris entre 1 et m .

Lorsque les transducteurs du réseau d'imagerie 5 émettent des signaux acoustiques $e_i(t)$, ces signaux génèrent au niveau des transducteurs r du réseau cible 6 des signaux acoustiques $f_r(t)$ s'exprimant comme suit :

$$20 \quad f_r(t) = \sum_{i=1}^n h_{ri}(t) \otimes e_i(t),$$

où \otimes représente l'opérateur de convolution temporelle.

Après transformée de Fourier, cette équation devient :

$F(\omega k) = H(\omega k) \cdot E(\omega k)$, où :

25 - $H(\omega k)$ est la matrice de transfert, de taille $m \times n$, entre les transducteurs T_i du réseau d'imagerie et les transducteurs T_r du réseau cible : les composantes $H_{ri}(\omega k)$ de cette matrice sont les composantes des transformées de Fourier des réponses impulsives $h_{ri}(t)$ à la fréquence 30 ωk ,

- $E(\omega k)$ est un vecteur dont les composantes $E_i(\omega k)$ sont les composantes de la transformée de Fourier des signaux $e_i(t)$ susmentionnés à la fréquence ωk ,

- et $F(\omega k)$ est un vecteur dont les composantes $F_j(\omega k)$ sont les composantes de la transformée de Fourier des signaux $f_j(t)$ susmentionnés à la fréquence ωk .

Par inversion de chaque matrice de transfert $H(\omega k)$,
 5 on peut donc déterminer le vecteur $E(\omega k, j)$ qui est adapté pour générer au niveau du point de focalisation r correspondant au transducteur $T'r$ du réseau cible, un vecteur $F(\omega k, j)$ dont toutes les composantes se rapprochent au mieux de l'objectif initialement fixé (de préférence
 10 toutes égales à zéro, sauf la composante d'indice j correspondant au transducteur $T'j$, qui est égale à 1 lorsqu'on veut émettre une impulsion acoustique au niveau du point de focalisation r), grâce à la relation :

$$E(\omega k, j) = H^{-1}(\omega k) \cdot F(\omega k, j),$$

15 où $H^{-1}(\omega k)$ est la matrice inverse de $H(\omega k)$.

$H^{-1}(\omega k)$ peut être calculée par exemple par décomposition en valeurs singulières, ceci permettant une régularisation de l'inversion de la matrice $H(\omega k)$.

Puis on détermine, par transformée de Fourier
 20 inverse des différentes composantes $E_i(\omega k, j)$ du vecteur $E(\omega k, j)$, les différents signaux de référence $e_i(t, j)$ qui, lorsqu'ils sont émis par les différents transducteurs T_i du réseau d'imagerie 5, sont adaptés pour focaliser une impulsion acoustique (ou le cas échéant un autre signal
 25 acoustique) au niveau du point de focalisation r . On a donc réalisé une focalisation du réseau d'imagerie 5 sur chaque transducteur du réseau cible 6, par filtre inverse spatio-temporel.

L'unité centrale CPU suit ensuite un processus
 30 d'apprentissage des aberrations dues à la paroi du crâne 3 au niveau du réseau cible.

Au cours de ce processus, ces aberrations sont considérées comme un filtre à réponse impulsionnelle finie.

Dans le domaine de Fourier, ce filtre est défini à

chaque fréquence ω_k une amplitude $G_r(\omega_k)$ et une phase $\phi_r(\omega_k)$.

Pour calculer ces coefficients, on compare la phase et l'amplitude de l'ensemble des vecteurs E_r . A cet effet, on commence par éliminer les déphasages introduits par les différences de marche entre les transducteurs d'imagerie T_i et les différents points de focalisation indicés r . Ceci revient à choisir un point de focalisation particulier r_0 , et introduire pour les autres un déphasage linéaire avec la pulsation : $\exp(-j\Delta\tau(r_0, r, i)\omega)$ avec $\Delta\tau(r_0, r, i) = (d(r_0, i) - d(r, i))/c$ où $d(r, i)$ est la distance entre le transducteur i et le point de focalisation r et c est la vitesse moyenne des ondes acoustiques dans le milieu à imager, en l'occurrence le cerveau 2.

Cette correction effectuée, les différences d'amplitude et de phase entre les vecteurs E_r sont attribuées à la couche aberratrice 3 située contre le réseau cible. On calcule alors pour chaque point de focalisation r , le facteur de gain $G_j(\omega_k)$ et le facteur de phase $\phi_j(\omega_k)$:

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r_0) \cdot E_i^*(\omega_k, r_0)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r) \cdot E_i^*(\omega_k, r)}}$$

$$\phi(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\arg(E_i(\omega_k, r_0)) - \arg(E_i(\omega_k, r) e^{-j\Delta\tau(r_0, r, i)\omega_k}) \right)$$

où E_i^* est la valeur complexe conjuguée de E_i .

Ces couples $\{G_j(\omega_k), \phi_j(\omega_k)\}$ correspondent au facteur d'atténuation et au déphasage relatifs introduits à chaque fréquence par la portion de couche aberratrice 3 située contre le point de focalisation r . Ils caractérisent donc finalement les aberrations introduites par la portion de couche aberratrice située contre le réseau cible.

On élimine ensuite les aberrations introduites par

la couche aberratrice 3 située contre les transducteurs cibles, dans l'ensemble des p matrices $H(\omega_k)=[H_{ji}(\omega_k)]$, définies ci-dessus.

Pour cela, on calcule un nouvel ensemble de matrices de transfert $H'(\omega_k)=[H'_{ji}(\omega_k)]$ caractérisant la propagation entre le réseau d'imagerie et le réseau cible dans un milieu virtuel pour lequel seules subsistent les aberrations situées contre le réseau d'imagerie :

$$H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)}.$$

On détermine alors pour chaque transducteur r du réseau cible, n composantes $E'_i(\omega_k, r)$, i variant entre 1 et n , telles que $F(\omega_k, r) = H'(\omega_k) \cdot E'(\omega_k, r)$, où $E'(\omega_k, r) = [E'_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes, $F(\omega_k, r)$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$, l variant entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence ω_k sur le point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible.

On en déduit, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de n signaux temporels de référence $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$, i variant entre 1 et n , où $e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E_i(\omega_k, r) e^{j\omega_k t}$ en notation complexe.

Ces signaux de référence $e'_i(t, j)$ sont adaptés pour que l'émission de ces derniers respectivement par les différents transducteurs i du réseau d'imagerie génère une impulsion acoustique focalisée sur le transducteur j du réseau cible en l'absence de la couche aberratrice située contre le réseau cible.

On notera qu'en variante, les signaux de référence pourraient être déterminés de la façon suivante après la détermination des réponses impulsionnelles $h_{ri}(t)$ et des p

matrices de transfert $H(\omega_k)$:

- on corrige les matrices de transfert $H(\omega_k)$ pour s'affranchir des aberrations générées par la paroi aberratrice 3 au voisinage de chaque point de focalisation r , cette correction étant effectuée à partir des réponses impulsives $h_{ri}(t)$ précédemment déterminées, et on obtient ainsi des matrices de transfert corrigées $H'(\omega_k)$,

- on détermine par inversion des matrices $H'(\omega_k)$, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, n composantes $E'_i(\omega_k, r)$, i variant entre 1 et n , telles que $F(\omega_k, r) = H'(\omega_k) \cdot E'(\omega_k, r)$, où $E'(\omega_k, r) = [E'_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes, $F(\omega_k, r)$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$, l variant entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence ω_k sur le point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible,

- et on en déduit, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de n signaux temporels $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$, i variant entre 1 et n , où $e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E'_i(\omega_k, r) \cdot e^{j\omega_k t}$ en notation complexe, les signaux $e'_i(t, r)$ étant lesdits signaux de référence.

Avantageusement, lors du calcul des matrices $H'(\omega_k)$, on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, à un filtre à réponse impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence ω_k par une amplitude $G_r(\omega_k)$ et une phase $\phi_r(\omega_k)$ calculés comme suit :

$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{ri}(\omega_k) \cdot H_{ri}^*(\omega_k)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{r0,i}(\omega_k) \cdot H_{r0,i}^*(\omega_k)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\arg(H_{ri}(\omega_k) e^{j\Delta\tau(i,r,r_0)\omega_k}) - \arg(H_{r_0,i}(\omega_k)) \right), \text{ où :}$$

. H*ri désigne la valeur complexe conjuguée de Hri,
 . et $\Delta\tau(r_0, r, i) = (d(r_0, i) - d(r, i)) / c$, d(r, i) étant la
 5 distance entre le transducteur i et le point de focalisation r, et d(r₀, i) étant la distance entre le transducteur i et un point de focalisation particulier r₀.

On calcule ensuite p matrices de transfert corrigées $H'(\omega_k) = [H'_{ji}(\omega_k)]$, où

10 $H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)}$, qui servent à déterminer les vecteurs $E'_i(\omega_k)$ comme explicité précédemment et donc les différents signaux de référence $e'_i(t, r)$, r allant de 1 à m.

L'unité centrale CPU procède ensuite à un
 15 apprentissage de focalisation en un nombre R de points de focalisation prédéterminés situés dans le cerveau 2, d'indices q compris entre m+1 et m+R, cette sous-étape consistant à déterminer pour chacun de ces points de focalisation q, en s'éloignant pas à pas des transducteurs
 20 du réseau cible, des signaux de référence $e'_i(t, q)$ à faire émettre par les différents transducteurs du réseau d'imagerie pour générer une impulsion focalisée sur ledit point de focalisation q.

Les signaux de référence $e'_i(t, q)$ sont initialement
 25 déterminés, pour chaque nouveau point de focalisation q, sous la forme $e'_i(t, q) = e'_i(t + \theta_i(q), q_0)$ pour chaque point de focalisation q, q₀ étant l'indice d'un point de focalisation proche du point q pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé, le retard $\theta_i(q)$ étant
 30 initialement égal à une valeur $\delta_i(q)/c$, où c est la valeur moyenne de célérité des ondes acoustiques dans le milieu, et $\delta_i(q)$ est égal à une différence entre d'une part, une

distance entre le transducteur i du réseau d'imagerie et le point de focalisation q_0 , et d'autre part, une distance entre le transducteur i du réseau d'imagerie et le point de focalisation q .

5 Dans le cas où certains transducteurs d'indice v du réseau d'imagerie ne sont pas situés contre la couche aberratrice, il est en outre souhaitable de corriger les signaux de référence les signaux $e'_v(t, q)$ correspondants par repropagation numérique des transducteurs virtuels
 10 (situés contre la couche aberratrice 3) aux transducteurs réels (séparés de ladite couche 3 par du gel 7 ou autre), de façon connue en soi, par le procédé inverse de celui décrit ci-dessus en ce qui concerne les réponses impulsionnelles.

15 On fait ensuite émettre par les transducteurs du réseau d'imagerie, par itérations, les estimations obtenues des signaux de référence $e'_i(t, q)$, puis on capte avec les mêmes transducteurs les signaux, $s_i(t, q)$, rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif.

20 Puis, on modifie pour l'itération suivante ces signaux de référence $e'_i(t, q)$ de la manière suivante :

$$e'_i(t) \rightarrow \alpha_i(q) \cdot e'_i(t - \tau_i(q))$$

où les valeurs $\tau_i(q)$ et $\alpha_i(q)$ sont un retard et un facteur d'amplitude correctifs, calculées pour maximiser un critère
 25 de cohérence C entre lesdits signaux rétrodiffusés.

Avantageusement, le critère C pourra être le suivant :

$$C = \frac{\left| \sum_{i=1}^n \alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q) \right|^2}{n \cdot \sum_{i=1}^n \left| \alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q) \right|^2} , \text{ où :}$$

30 $g_i(t, q) = s_i(t) \otimes e'_i(t, q)$, \otimes représentant l'opération de convolution,

et $\langle \rangle$ représente une moyenne temporelle.

Dans ce processus d'optimisation, les valeurs $\tau_i(q)$ peuvent être calculées à chaque itération de façon à maximiser une fonction d'intercorrélation, pour des transducteurs voisins du réseau d'imagerie, des signaux $g_i(t,q)$ et $g_{i+1}(t,q)$ susmentionnés, et les valeurs $\alpha_i(q)$ peuvent être calculées de manière à égaliser sur l'indice i l'amplitude maximale des fonctions $g_i(t,q)$.

On optimise ainsi les signaux de référence $e'_i(t,q)$, i allant de 1 à n , de façon qu'ils produisent un signal acoustique focalisé de façon précise sur le point de focalisation q situé dans le cerveau. Ce processus d'optimisation a déjà été explicité plus en détail par Mallart et al. (The Van Cittert-Zernike theorem in pulse echo measurements, J. Acoust. Soc. Am. 90(5), novembre 1991, p. 2716-2727 ; Adaptative focusing in scattering media through sound speed inhomogeneities : the Van Cittert Zernike approach and focusing criterion, J. Acoust. Soc. Am. 96(6), décembre 1994, p. 3721-3732).

Lorsque cette optimisation est terminée pour un point de focalisation q , par exemple après 2 ou 3 itérations lorsque le critère C a atteint une valeur prédéterminée (notamment proche de 2/3), on passe au point de focalisation $q+1$ suivant, etc.

Les signaux de référence $e'_i(t,q)$ ainsi obtenus sont mémorisés, par exemple dans les mémoires $M1-Mn$.

Une fois l'étape d'apprentissage terminée, on peut notamment réaliser des images échographiques du cerveau 2, éventuellement à un rythme élevé pouvant atteindre la cadence d'un échographe standard, par exemple 20 à 30 images par seconde. Pour réaliser chacune de ces images, on procède comme suit, pour chaque point de focalisation q appartenant au champ à observer :

- on fait émettre respectivement par les transducteurs T_i du réseau d'imagerie, lesdits signaux de référence $e_i(t,q)$,

- puis on fait capter par lesdits transducteurs du réseau d'imagerie des signaux $si(t)$ rétrodiffusés par le milieu viscoélastique,

5 - on convolue le signal de référence $ei(t,q)$ émis par chaque transducteur du réseau d'imagerie avec le signal rétrodiffusé $si(t)$ capté par ce transducteur,

- puis on somme les produits de convolution ainsi obtenus.

10 On notera que les différentes opérations susmentionnées réalisées au cours de l'étape d'apprentissage ou de l'étape d'imagerie peuvent être soit programmées dans l'unité centrale CPU, soit réalisées en tout ou partie par des circuits spécialisés.

15 Par ailleurs, on notera également que tous les transducteurs T_i , T'_r pourraient être utilisés pour réaliser les images échographiques du cerveau. Dans ce cas, le réseau d'imagerie serait confondu avec le réseau cible et chacun de ces deux réseaux comprendrait tous les transducteurs, le fonctionnement décrit ci-dessus
20 s'appliquant alors mutatis mutandis.

REVENDEICATIONS

1. Procédé non invasif de focalisation d'ondes
acoustiques dans un milieu hétérogène dissipatif (2,3)
5 comprenant un milieu sensiblement homogène (2) entouré au
moins partiellement par une couche aberratrice dissipative
(3) qui génère des aberrations dans la propagation des
ondes acoustiques, les ondes acoustiques étant émises
10 depuis l'extérieur de la couche aberratrice (3) et
focalisées dans le milieu sensiblement homogène (2),
caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :

(a) une étape initiale de positionnement au cours
de laquelle on fixe un nombre t supérieur à 2 de
transducteurs acoustiques (T_1-T_n , $T'_1-T'_m$) dans des
15 positions prédéterminées à l'extérieur de la couche
aberratrice (3), ces transducteurs étant en contact avec
ladite couche aberratrice et formant au moins :

- un réseau d'imagerie (T_1-T_n) qui regroupe un
nombre n compris entre 1 et t desdits transducteurs,
- 20 - et un réseau cible ($T'_1-T'_m$) qui regroupe un
nombre m compris entre 1 et t desdits transducteurs,

(b) une étape d'apprentissage comprenant elle-même
les sous étapes suivantes :

(b1) une sous-étape d'apprentissage de
25 focalisation du réseau d'imagerie sur le réseau cible,
sous-étape au cours de laquelle :

(b11) on détermine des réponses
impulsionnelles $h_{ri}(t)$ du milieu hétérogène dissipatif,
respectivement entre chaque transducteur i du réseau
30 d'imagerie et plusieurs points de focalisation r situés sur
la couche aberratrice (3) en correspondance respective avec
des transducteurs du réseau cible, ces réponses
impulsionnelles étant mémorisées sous forme numérique avec
un certain échantillonnage temporel qui détermine un nombre
35 p de composantes fréquentielles de la réponse

impulsionnelle, de fréquences respectives ω_k , i étant un indice compris entre 1 et n qui désigne un transducteur du réseau d'imagerie, r étant un indice compris entre 1 et m qui désigne un point de focalisation correspondant à un transducteur du réseau cible et k étant un indice compris entre 1 et p qui désigne une composante fréquentielle,

(b12) à partir de ces réponses impulsionnelles, on calcule, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, un ensemble de n signaux de référence temporels $e'i(t,r)$, i variant entre 1 et n , tels que, si la paroi aberratrice était enlevée au voisinage du point de focalisation r , l'émission de ces signaux de référence par les différents transducteurs i du réseau d'imagerie génèrerait un signal prédéterminé focalisé sur le point de focalisation r ,

(b2) une sous-étape de focalisation en un nombre R de points de focalisation prédéterminés situés dans le milieu sensiblement homogène, d'indices q compris entre $m+1$ et $m+R$, cette sous-étape consistant à déterminer pour chacun de ces points de focalisation q , en s'éloignant pas à pas des points de focalisation 1 à m correspondant aux transducteurs du réseau cible, des signaux de référence $e'i(t,q)$ à faire émettre par les différents transducteurs i du réseau d'imagerie pour générer une impulsion focalisée sur ledit point de focalisation q , les signaux de référence $e'i(t,q)$ étant déterminés pour chaque point de focalisation q en procédant comme suit :

(b21) une première estimation de $e'i(t,q)$, pour i allant de 1 à n , est calculée à partir d'au moins un signal de référence $e'i(t,q_0)$, q_0 étant l'indice d'au moins un point de focalisation proche du point de focalisation q pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé, ce calcul étant fait en utilisant une célérité moyenne des ondes acoustiques dans le milieu sensiblement homogène (2),

(b22) on fait émettre par les transducteurs du réseau d'imagerie, par itérations, les estimations précédemment obtenues des signaux de référence $e'_i(t,q)$, puis on capte avec les mêmes transducteurs des signaux $s_i(t,q)$ rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif, puis on modifie pour l'itération suivante ces signaux de référence $e'_i(t,q)$ de la manière suivante :

$$e'_i(t) \rightarrow \alpha_i(q) \cdot e'_i(t - \tau_i(q))$$

où les valeurs $\alpha_i(q)$ et $\tau_i(q)$ sont un facteur d'amplitude et un retard correctifs, calculés pour maximiser un critère de cohérence C entre lesdits signaux rétrodiffusés, lesdites itérations étant arrêtées lorsque le critère C atteint un seuil prédéterminé,

(b3) on mémorise les signaux de référence $e'_i(t,q)$, au moins pour q compris entre $m+1$ et $m+R$,

(c) et une étape de focalisation au cours de laquelle, pour au moins un desdits points de focalisation q , on fait émettre respectivement par les transducteurs du réseau d'imagerie, lesdits signaux de référence $e'_i(t,q)$, i étant un indice compris entre 1 et n désignant un transducteur du réseau d'imagerie.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel au cours de la sous-étape (b11), lorsqu'au moins certains transducteurs ($T1-Tm$, $T'1-T'm$) sont en contact avec un milieu homogène intermédiaire lui-même en contact avec la couche aberratrice, on corrige les réponses impulsionnelles $h_{ri}(t)$ par repropagation numérique pour simuler des transducteurs situés directement au contact de la couche aberratrice.

3. Procédé selon la revendication 1 ou la revendication 2, dans lequel la sous-étape (b12) comporte elle-même les sous-étapes suivantes :

(b121) on détermine p matrices de transfert $H(\omega_k) = [H_{ri}(\omega_k)]$, i allant de 1 à n et r allant de 1 à m ,

où $H_i(\omega_k)$ est la valeur, à la fréquence ω_k , de la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle $h_i(t)$,

(b122) on détermine pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, n composantes $E_i(\omega_k, r)$, i variant entre 1 et n , telles que $F(\omega_k, r) = H(\omega_k) \cdot E(\omega_k, r)$, où $E(\omega_k, r) = [E_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes, $F(\omega_k, r)$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$, l variant entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence ω_k sur le point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b123) on en déduit, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de n signaux temporels $e(t, r) = [e_i(t, r)]$, i variant entre 1 et n , où $e(t, r) = \sum_{k=1}^p E_i(\omega_k, r) \cdot e^{j\omega_k t}$ en notation complexe, ces signaux $e_i(t, r)$ étant adaptés pour que l'émission de ces derniers respectivement par les différents transducteurs i du réseau d'imagerie génère une impulsion acoustique focalisée sur le point de focalisation r du réseau cible,

(b124) une sous-étape de correction des aberrations générées par la couche aberratrice entre le milieu sensiblement homogène et chaque transducteur cible r , ces aberrations étant estimées sur la base des mesures précédemment effectuées, les aberrations ainsi estimées étant utilisées pour calculer lesdits signaux temporels de référence $e'_i(t, r)$.

4. Procédé selon la revendication 3, dans lequel au cours de la sous-étape (b122) on calcule p matrices $H^{-1}(\omega_k)$, respectivement par régularisation et inversion des matrices de transfert $H(\omega_k)$, et pour chaque transducteur r du réseau cible, on calcule le vecteur $E(\omega_k, r)$ par la

formule :

$$E(\omega_k, r) = H^{-1}(\omega_k) \cdot F(\omega_k, j).$$

5. Procédé selon la revendication 3 ou la revendication 4, dans lequel au cours de l'étape (b122),
 5 les composantes $F_l(\omega_k, r)$ du vecteur $F(\omega_k, r)$ correspondant à la répartition spatiale du champ désiré à la fréquence ω_k , sont égales à 0 pour $l \neq r$ et égale à 1 pour $l = r$.

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 3 à 5, dans lequel au cours de la sous-étape
 10 (b124), on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, à un filtre à réponse impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence ω_k par une amplitude $G_r(\omega_k)$ et une phase $\phi_r(\omega_k)$, la sous-étape (b124)
 15 comportant elle-même les sous-étapes suivantes :

(b1241) on calcule, pour chaque fréquence ω_k , l'amplitude $G_r(\omega_k)$ et la phase $\phi_r(\omega_k)$, à partir soit des signaux $e_i(t, r)$, soit des vecteurs $E(\omega_k, r)$,

(b1242) on calcule p matrices de transfert
 20 corrigées $H'(\omega_k) = [H'_{ji}(\omega_k)]$, où

$$H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)},$$

(b1243) on détermine pour chaque transducteur r du réseau cible, n composantes $E'_i(\omega_k, r)$, i variant entre 1 et n , telles que $F(\omega_k, r) = H'(\omega_k) \cdot E'(\omega_k, r)$,
 25 où $E'(\omega_k, r) = [E'_i(\omega_k, r)]$ est un vecteur à n composantes, $F(\omega_k, r)$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega_k, r)$, l variant entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega_k, r)$ correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence ω_k sur le point de focalisation r correspondant
 30 à un transducteur du réseau cible,

(b1244) on en déduit, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau

cible, un vecteur de n signaux temporels de référence $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$, i variant entre 1 et n , où

$$e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E_i(\omega_k, r) \cdot e^{j\omega_k t} \text{ en notation complexe.}$$

7. Procédé selon la revendication 6, dans lequel au
5 cours de la sous-étape (b1241), on calcule l'amplitude $Gr(\omega_k)$ et la phase $\phi_r(\omega_k)$ comme suit :

$$Gr(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r0) \cdot E_i^*(\omega_k, r0)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n E_i(\omega_k, r) \cdot E_i^*(\omega_k, r)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\arg(E_i(\omega_k, r0)) - \arg(E_i(\omega_k, r) e^{-j\Delta\tau(r0, r, i)\omega_k}) \right)$$

10 où :

. E_i^* est la valeur complexe conjuguée de E_i ,

. et $\Delta\tau(r0, r, i) = (d(r0, i) - d(r, i)) / c$, $d(r, i)$ étant la
distance entre le transducteur i et le point de
focalisation r , et $d(r0, i)$ étant la distance entre le
15 transducteur i et un point de focalisation particulier $r0$.

8. Procédé selon la revendication 1 ou la
revendication 2, dans lequel la sous-étape (b12) comporte
elle-même les sous-étapes suivantes :

(b121) on détermine p matrices de transfert
20 $H(\omega_k) = [H_{ri}(\omega_k)]$, i allant de 1 à n et r allant de 1 à m ,
où $H_{ri}(\omega_k)$ est la valeur, à la fréquence ω_k , de la
transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle $h_{ri}(t)$,

(b122') on corrige les matrices de transfert
 $H(\omega_k)$ pour s'affranchir des aberrations générées par la
25 paroi aberratrice au voisinage de chaque point de
focalisation r , cette correction étant effectuée à partir
des réponses impulsionnelles $h_{ri}(t)$ précédemment
déterminées, et on obtient ainsi des matrices de transfert
corrigées $H'(\omega_k)$,

(b123') on détermine pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, n composantes $E'_i(\omega k, r)$, i variant entre 1 et n , telles que $F(\omega k, r) = H'(\omega k) \cdot E'(\omega k, r)$, où $E'(\omega k, r) = [E'_i(\omega k, r)]$ est un vecteur à n composantes, $F(\omega k, r)$ est un vecteur à m composantes $F_l(\omega k, r)$, l variant entre 1 et m , ces m composantes $F_l(\omega k, r)$ correspondant à une focalisation souhaitée des ondes acoustiques à la fréquence ωk sur le point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible,

(b124') on en déduit, pour chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, un vecteur de n signaux temporels $e'(t, r) = [e'_i(t, r)]$, i variant entre 1 et n , où $e'_i(t, r) = \sum_{k=1}^p E'_i(\omega k, r) \cdot e^{j\omega k t}$ en notation complexe, les signaux $e'_i(t, r)$ étant lesdits signaux de référence.

9. Procédé selon la revendication 8, dans lequel au cours de la sous-étape (b123') on calcule p matrices $H'^{-1}(\omega k)$, respectivement par régularisation et inversion des matrices de transfert $H'(\omega k)$, et pour chaque transducteur r du réseau cible, on calcule le vecteur $E'(\omega k, r)$ par la formule :

$$E'(\omega k, r) = H'^{-1}(\omega k) \cdot F(\omega k, j).$$

10. Procédé selon la revendication 8 ou la revendication 9, dans lequel au cours de l'étape (b123'), les composantes $F_l(\omega k, r)$ du vecteur $F(\omega k, r)$ correspondant à la répartition spatiale du champ désiré à la fréquence ωk , sont égales à 0 pour $l \neq r$ et égale à 1 pour $l = r$.

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 à 10, dans lequel au cours de la sous-étape (b122'), on assimile la paroi aberratrice, au voisinage de chaque point de focalisation r correspondant à un transducteur du réseau cible, à un filtre à réponse

impulsionnelle finie, défini à chaque fréquence ω_k par une amplitude $G_r(\omega_k)$ et une phase $\phi_r(\omega_k)$, la sous-étape (b122') comportant elle-même les sous-étapes suivantes :

(b122'1) on calcule, pour chaque fréquence ω_k , l'amplitude $G_r(\omega_k)$ et la phase $\phi_r(\omega_k)$, à partir des réponses impulsionnelles précédemment déterminées,

(b122'2) on calcule p matrices de transfert corrigées $H'(\omega_k) = [H'_{ji}(\omega_k)]$, où

$$H'_{ji}(\omega_k) = H_{ji}(\omega_k) \cdot \frac{1}{G_j(\omega_k)} e^{-j\phi_j(\omega_k)}.$$

10 12. Procédé selon la revendication 11, dans lequel au cours de la sous-étape (b122'1) on calcule, pour chaque fréquence ω_k , l'amplitude $G_r(\omega_k)$ et la phase $\phi_r(\omega_k)$, de la manière suivante :

15
$$G_r(\omega_k) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{ri}(\omega_k) \cdot H_{ri}^*(\omega_k)}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n H_{r0,i}(\omega_k) \cdot H_{r0,i}^*(\omega_k)}}$$

$$\phi_r(\omega_k) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\arg(H_{ri}(\omega_k) e^{j\Delta\tau(i,r,r0)\omega_k}) - \arg(H_{r0,i}(\omega_k)) \right), \text{ où :}$$

. H^*_{ri} désigne la valeur complexe conjuguée de H_{ri} ,
 . et $\Delta\tau(r0, r, i) = (d(r0, i) - d(r, i)) / c$, $d(r, i)$ étant la
 20 distance entre le transducteur i et le point de focalisation r , et $d(r0, i)$ étant la distance entre le transducteur i et un point de focalisation particulier $r0$.

13. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au cours de l'étape
 25 (c), on fait suivre la sous-étape (c1) par les sous-étapes suivantes :

(c2) on fait capter par lesdits transducteurs du réseau d'imagerie des signaux $s_i(t)$ rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif,

(c3) on convolue le signal de référence émis par chaque transducteur du réseau d'imagerie avec le signal rétrodiffusé capté par ce transducteur,

(c4) puis on somme les produits de convolution ainsi obtenus, l'étape (c) étant renouvelée pour une pluralité de points situés dans le milieu sensiblement homogène.

14. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au cours de la sous-étape (b21), la première estimation de chaque signal de référence est $e'_i(t, q) = e'_i(t_s + \theta_i(q), q_0)$ pour chaque point de focalisation q , q_0 étant l'indice d'un point de focalisation proche du point q pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé, $\theta_i(q)$ étant un retard égal à une valeur $\delta_i(q)/c$, où c est la célérité moyenne des ondes acoustiques dans le milieu, et $\delta_i(q)$ est égal à une différence entre d'une part, une distance entre le transducteur i du réseau d'imagerie et le point de focalisation q_0 , et d'autre part, une distance entre le transducteur i du réseau d'imagerie et le point de focalisation q ,

15. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au cours de la sous-étape (b2), lorsqu'au moins certains transducteurs d'indice v du réseau d'imagerie ne sont pas directement au contact de la couche aberratrice, on corrige les signaux $e'_v(t, q)$ correspondants par repropagation numérique pour simuler des transducteurs placés en contact direct avec la couche aberratrice.

16. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au cours de la sous-étape (b22), on recherche les valeurs $\alpha_i(q)$ et $\tau_i(q)$ pour maximiser le critère de cohérence C suivant :

$$C = \frac{\left\langle \left| \sum_{i=1}^n \alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q) \right|^2 \right\rangle}{n \cdot \sum_{i=1}^n \langle |\alpha_i \cdot g_i(t - \tau_i, q)|^2 \rangle}, \text{ où :}$$

. $g_i(t, q) = s_i(t) \otimes e_i'(t, q)$, \otimes représentant l'opération de convolution,

. et $\langle \rangle$ représente une moyenne temporelle.

5 17. Procédé selon la revendication 16, dans lequel au cours de la sous-étape (b22), les valeurs $\tau_i(q)$ sont calculées en maximisant une fonction d'intercorrélation, pour des transducteurs voisins du réseau d'imagerie, des signaux $g_i(t, q)$ et $g_{i+1}(t, q)$.

10 18. Procédé selon la revendication 16 ou la revendication 17, dans lequel au cours de la sous-étape (b22), les valeurs $\alpha_i(q)$ sont calculées de manière à égaliser sur l'indice i l'amplitude maximale des fonctions $g_i(t, q)$.

15 19. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la sous-étape (b22) relative à chaque point de focalisation q est réalisée immédiatement après la sous-étape (b21) relative au même point de focalisation q .

20 20. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le milieu hétérogène dissipatif est constitué par le cerveau entouré par le crâne.

25 21. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel :

- soit le réseau d'imagerie et le réseau cible sont deux réseaux distincts disposés de part et d'autre du milieu hétérogène dissipatif,

30 - soit tous les transducteurs appartiennent à la fois au réseau d'imagerie et au réseau cible.

22. Procédé selon l'une quelconque des

revendications précédentes, dans lequel les ondes acoustiques sont des ondes ultrasonores.

23. Dispositif (1) adapté pour mettre en œuvre un procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, ce dispositif comportant un nombre t supérieur à 2 de transducteurs acoustiques (T_1-T_n , $T'_1-T'_m$) destinés à être fixés dans des positions prédéterminées à l'extérieur de la couche aberratrice (3), ces transducteurs étant commandés par au moins une unité centrale électronique (CPU) et formant au moins :

- un réseau d'imagerie (T_1-T_n) qui regroupe un nombre n compris entre 1 et t desdits transducteurs,
- et un réseau cible ($T'_1-T'_m$) qui regroupe un nombre m compris entre 1 et t desdits transducteurs,

l'unité centrale électronique étant adaptée pour suivre les étapes suivantes :

(b) une étape d'apprentissage comprenant elle-même les sous étapes suivantes :

(b1) une sous-étape d'apprentissage de focalisation du réseau d'imagerie sur le réseau cible, étape au cours de laquelle :

(b11) on détermine des réponses impulsionnelles $h_{ri}(t)$ du milieu hétérogène dissipatif, respectivement entre chaque transducteur i du réseau d'imagerie et plusieurs points de focalisation r situés sur la couche aberratrice en correspondance respective avec des transducteurs du réseau cible, ces réponses impulsionnelles étant mémorisées sous forme numérique avec un certain échantillonnage temporel qui détermine un nombre p de composantes fréquentielles de la réponse impulsionnelle, de fréquences respectives ω_k , i étant un indice compris entre 1 et n qui désigne un transducteur du réseau d'imagerie, r étant un indice compris entre 1 et m qui désigne un point de focalisation correspondant à un transducteur du réseau cible et k étant un indice compris entre 1 et p qui désigne

une composante fréquentielle,

(b12) à partir de ces réponses
impulsionnelles, on calcule, pour chaque point de
focalisation r correspondant à un transducteur du réseau
5 cible, un ensemble de n signaux de référence temporels
 $e'i(t,r)$, i variant entre 1 et n , tels que, si la paroi
aberratrice était enlevée au voisinage du point de
focalisation r , l'émission de ces signaux de référence par
les différents transducteurs i du réseau d'imagerie
10 générerait une impulsion acoustique focalisée sur le point
de focalisation r ,

(b2) une sous-étape de focalisation en un nombre
 R de points de focalisation prédéterminés situés dans le
milieu sensiblement homogène, d'indices q compris entre $m+1$
15 et $m+R$, cette sous-étape consistant à déterminer pour
chacun de ces points de focalisation q , en s'éloignant pas
à pas des points de focalisation 1 à m correspondant aux
transducteurs du réseau cible, des signaux de référence
 $e'i(t,q)$ à faire émettre par les différents transducteurs i
20 du réseau d'imagerie pour générer un signal prédéterminé
focalisé sur ledit point de focalisation q , les signaux de
référence $e'i(t,q)$ étant déterminés pour chaque point de
focalisation q en procédant comme suit :

(b21) une première estimation de $e'i(t,q)$,
25 pour i allant de 1 à 4, est calculée à partir d'au moins un
signal de référence $e'i(t,q_0)$, q_0 étant l'indice d'au moins
un point de focalisation proche du point de focalisation q
pour lequel le signal de référence a déjà été déterminé, ce
calcul étant fait en utilisant une célérité moyenne des
30 ondes acoustiques dans le milieu sensiblement homogène (2),

(b22) on fait émettre par les transducteurs
du réseau d'imagerie, par itérations, les estimations
précédemment obtenues des signaux de référence $e'i(t,q)$,
puis on capte avec les mêmes transducteurs des signaux,
35 $s_i(t,q)$ rétrodiffusés par le milieu hétérogène dissipatif,

puis on modifie pour l'itération suivante ces signaux de référence $e'_i(t, q)$ de la manière suivante :

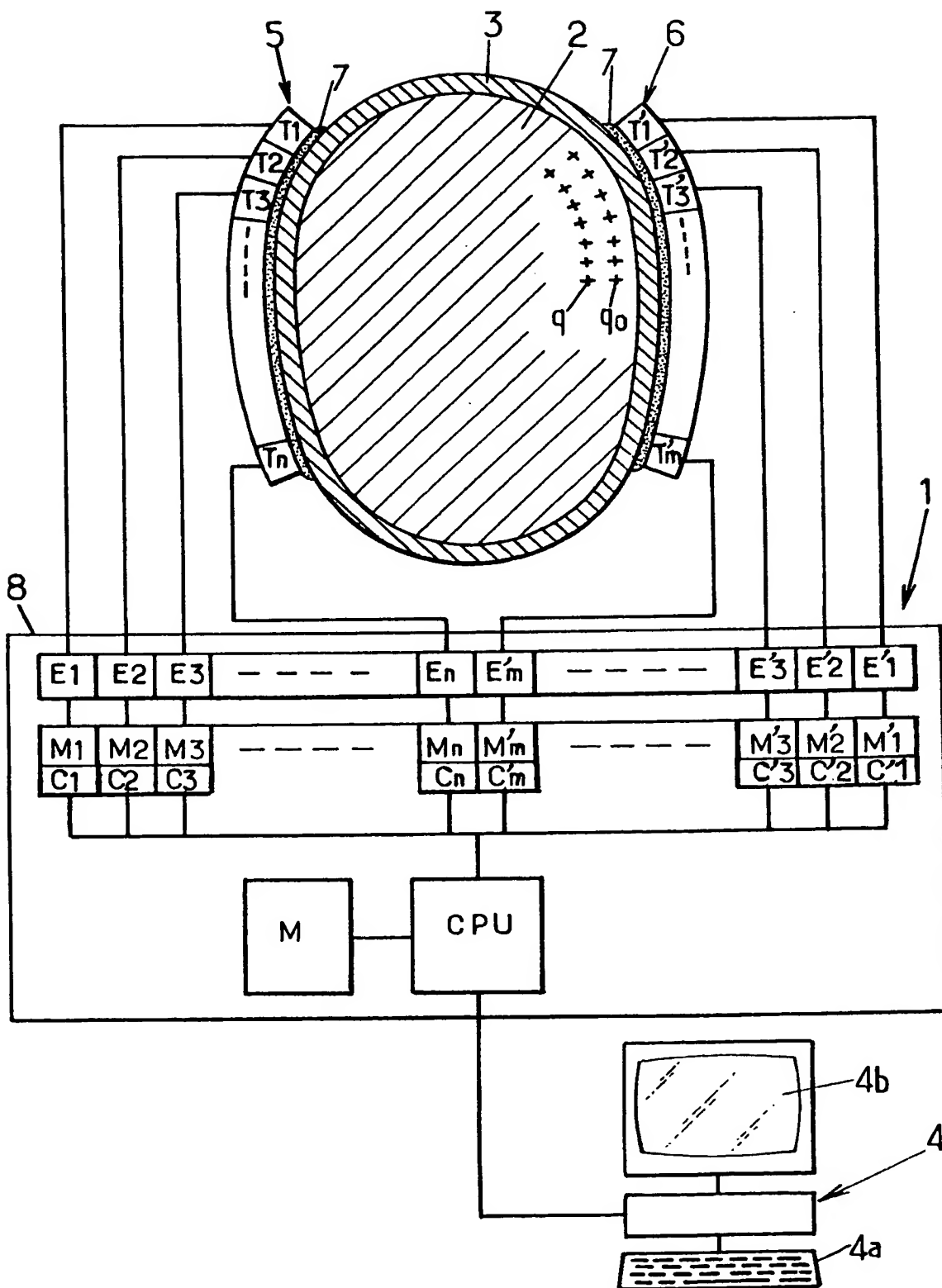
$$e'_i(t) \rightarrow \alpha_i(q) \cdot e'_i(t - \tau_i(q))$$

5 où les valeurs $\alpha_i(q)$ et $\tau_i(q)$ sont un facteur d'amplitude et un retard correctifs, calculés pour maximiser un critère de cohérence C entre lesdits signaux rétrodiffusés, lesdites itérations étant arrêtées lorsque le critère C atteint un seuil prédéterminé,

10 (b3) on mémorise les signaux de référence $e'_i(t, q)$, au moins pour q compris entre $m+1$ et $m+R$,

(c) et une étape de focalisation au cours de laquelle, pour au moins un desdits points de focalisation q , on fait émettre respectivement par les transducteurs du réseau d'imagerie, lesdits signaux de référence $e'_i(t, q)$, i
15 étant un indice compris entre 1 et n désignant un transducteur du réseau d'imagerie.

1/1





2815717

RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 594247
FR 0013501

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	US 5 207 214 A (ROMANO ANTHONY J) 4 mai 1993 (1993-05-04) * abrégé *	1, 23	G01N29/22 G06T1/00 A61B8/00 G01S15/89
A	US 5 675 554 A (GEE ALBERT ET AL) 7 octobre 1997 (1997-10-07) * abrégé *	1, 23	
A	US 3 934 458 A (BERETSKY IRWIN ET AL) 27 janvier 1976 (1976-01-27) * abrégé *	1, 23	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.Cl.7)
			A61B
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
12 juillet 2001		Martelli, L	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS			
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	

1

EPO FORM 1503 12.98 (P04C14)

THIS PAGE BLANK (USPTO)